



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 103 02 565.0

**Anmeldetag:** 22. Januar 2003

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft,  
München/DE

**Bezeichnung:** Bildgebendes Tomographiegerät mit wenigstens  
zwei Strahler-Detektor-Kombinationen

**IPC:** A 61 B, G 01 N, G 01 T

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 23. Oktober 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
Der Präsident  
Im Auftrag

  
Wolfgang

## Beschreibung

Bildgebendes Tomographievergät mit wenigstens zwei Strahler-Detektor-Kombinationen

5

Die Erfindung betrifft ein bildgebendes Tomographievergät, insbesondere ein Röntgen-Computertomographievergät, mit zumindest einem ersten Aufnahmesystem, umfassend einen ersten Strahler und einen ersten Detektor zur Detektion der von dem ersten Strahler ausgehenden Strahlung, und einem zweiten Aufnahmesystem, umfassend einen zweiten Strahler und einen zweiten Detektor zur Detektion der von dem zweiten Strahler ausgehenden Strahlung, wobei die beiden Aufnahmesysteme um eine gemeinsame Rotationsachse umlauffähig sind.

10

15

Derartige Tomographievergäte sind beispielsweise bekannt aus den Patentschriften US 4,991,190, US 4,384,359, US 4,196,352, US 5,966,422 und US 6,421,412 B1. Der Vorteil, den derartige Tomographievergäte mit mehreren Aufnahmesystemen gegenüber einem Vergät mit einem Aufnahmesystem aufweisen, liegt in einer erhöhten Datenaufnahmerate, die zu einer geringeren Aufnahmezeit führt, und/oder in einer erhöhten zeitlichen Auflösung. Eine verkürzte Aufnahmezeit ist von Vorteil, weil damit Bewegungsartefakte im rekonstruierten Bild, beispielsweise verursacht durch freiwillige oder unfreiwillige Bewegungen des Patienten und/oder durch Arythmien in der Herzbewegung, minimiert werden. Dies ist insbesondere von Bedeutung, falls beispielsweise mittels eines Spiral Scans ein größeres Volumen, beispielsweise des Herzens, abgetastet wird. Eine erhöhte Zeitauflösung ist beispielsweise zur Darstellung von Bewegungsabläufen notwendig, weil dann die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Daten in möglichst kurzer Zeit aufgenommen werden müssen. Dies wurde bisher durch Erhöhung der Rotationsgeschwindigkeit der Aufnahmesysteme zu erreichen versucht, jedoch nehmen mit zunehmender Rotationsgeschwindigkeit die Beschleunigungskräfte und daraus resultierende mechanische Probleme stark zu. Derartige Probleme können mit

20

25

30

35

dem eingangs genannten Tomographiegerät, welches mehrere in azimuthaler Richtung voneinander beabstandet angeordnete, d.h. gegeneinander "verdrehte", Aufnahmesysteme, also Strahler-Detektor-Kombinationen, aufweist, gelöst werden. Besonders vorteilhaft ist das eingangs beschriebene Tomographiegerät für den Fall, dass solche Spiral-Rekonstruktionsalgorithmen zur Rekonstruktion von Bildern aus dem von den Detektoren erzeugten Rohdaten verwendet werden, die nur Projektionsdaten aus einem Winkelintervall von  $180^\circ$  benötigen, weil dann die Aufnahmezeit beispielsweise bei Vorhandensein von zwei Aufnahmesystemen auf ein Viertel der für eine volle Umdrehung benötigten Messzeit reduziert wird. Eine solche Betriebsweise ist auch für die vorliegende Erfindung vorteilhaft.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Funktionalität eines Tomographiegeräts der eingangs genannten Art zu erweitern.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung bezogen auf das eingangs genannte Tomographiegerät dadurch gelöst, dass die von den beiden Aufnahmesystemen bei Rotation um die Rotationsachse abgetasteten maximalen Messfelder unterschiedlich groß sind und/oder dass die Messfelder der beiden Aufnahmesysteme unterschiedlich groß einstellbar sind.

Die beiden Aufnahmesysteme sind bevorzugt mit einem in azimuthaler Richtung konstanten Winkelabstand um die gemeinsame Rotationsachse umlauffähig.

Beispielsweise weist das kleinere (maximale) Messfeld eine Querschnittsfläche von 60% oder weniger, insbesondere von 45% oder weniger, oder von 25% oder weniger im Vergleich zu dem größeren (maximalen) Messfeld auf.

Dabei geht die Erfindung von folgender Überlegung aus: Üblicherweise werden zur Rekonstruktion eines CT-Bildes Projektionsdaten aus einer vollen Umdrehung ( $360^\circ$ ) des Röntgenstrah-

lers verwendet. Bei Verwendung von  $n$ , insbesondere in einer Ebene liegenden, Strahler-Detektor-Paaren kann die Zeit zur Gewinnung eines  $360^\circ$ -Datensatzes um den Faktor  $1/n$  reduziert werden. Da sich jedoch die zur praktischen Realisierung nötigen Detektorhalterungen oder Detektorbögen sowie gegebenenfalls nötige Strahlerblendeneinrichtungen nicht gegenseitig abschatten dürfen, kann  $n$  nicht beliebig groß gewählt werden, ohne den maximal möglichen Fächeröffnungswinkel und damit das Messfeld aller einzelnen Strahler-Detektorkombinationen oder aller Aufnahmesysteme stark einzuschränken. Bereits für  $n=3$  wäre das Messfeld eines Tomographiegeräts mit mehreren identischen Aufnahmesystemen gegenüber einem Tomographiegerät mit nur einem Aufnahmesystem stark eingeschränkt und auch bei  $n=2$  kann es bei Tomographiegeräten mit kleinem Fokus-Rotationsachsenabstand Einschränkungen bei der möglichen Messfeldgröße geben.

Ein zu stark eingeschränktes Messfeld kann beispielsweise bedeuten, dass zwar ein Teilbereich einer Körperschicht, nämlich beispielsweise der Teilbereich des menschlichen Herzens, zwar mit hoher Güte abtastbar ist, dass dagegen eine Abtastung des gesamten Körperquerschnitts und somit die Aufnahme eines gesamten Körperschnittbildes nicht mehr möglich sein kann.

Die Erfindung geht nun von der Überlegung aus, dass sehr kurze Aufnahmezeiten meist nur zur Darstellung des menschlichen Herzens oder anderer bewegter Organe des Menschen benötigt werden, und dass zur Darstellung des bewegten Herzens nur ein kleines Messfeld benötigt wird.

Das Problem des zu stark eingeschränkten Messfeldes kann demzufolge durch Kombination einer Strahler-Detektorkombination, die das volle Messfeld abdeckt, mit einer oder mehreren Strahler-Detektor-Kombinationen, die nur ein eingeschränktes Messfeld abdecken, gelöst werden. Man erhält dadurch beispielsweise ein Bild des vollen Körperquerschnitts mit norma-

ler Zeitauflösung und eine Darstellung des Herzbereichs mit erhöhter Zeitauflösung. Die Anzahl der möglichen Aufnahmesysteme oder Strahler-Detektor-Kombinationen hängt von der speziellen Gerätegeometrie und dem gewünschten tatsächlichen

5 Messfeld ab. Das Tomographiegerät ist auch zur Untersuchung toter Materie, z.B. von Gepäckstücken, vorteilhaft, indem sowohl ein großer Bereich als auch ein kleinerer Bereich mit höherer Güte abtastbar sind.

10 Als Messfeld wird der von einem Aufnahmesystem abtastbare, für das Untersuchungsobjekt, insbesondere den Patienten, vorgesehene Bereich bezeichnet, aus dem bei einem halben oder vollständigen Umlauf für eine Bildrekonstruktion ausreichende Projektionsdaten generiert werden. Die Messfelder der beiden

15 Aufnahmesysteme sind in der Regel kreisförmig, bzw. bei einem gleichzeitigen (sukzessiven oder kontinuierlichen) Vorschub in z-Richtung zylinderförmig, und liegen in der Regel konzentrisch über- bzw. ineinander.

20 Vorzugsweise sind die beiden Aufnahmesysteme zur Aufnahme von Projektionsdaten aus einer Vielzahl unterschiedlicher Projektionsrichtungen hergerichtet. Insbesondere sind beide Aufnahmesysteme zur Erstellung von Schichtaufnahmen und/oder zur 3D-Abtastung des Untersuchungsobjekts ausgebildet.

25 Nach einer bevorzugten Ausgestaltung sind die maximalen Fächeröffnungswinkel der beiden Aufnahmesysteme unterschiedliche groß und/oder es sind die Fächeröffnungswinkel der beiden Aufnahmesysteme unterschiedlich groß einstellbar.

30 Die von einer konventionellen Röntgenröhre als Röntgenstrahler emittierte Röntgenstrahlung wird in der Regel in einem Winkelbereich von  $360^\circ$  abgestrahlt. Zur Bilderzeugung können diejenigen Strahlen beitragen, welche auf den zugeordneten Röntgendetektor treffen. Das hierdurch definierte, bildrelevante Röntgenstrahlungsbündel wird in einer Ebene senkrecht zur Rotationsachse, d.h. in Schichtebene, durch den Fächer-

35

öffnungswinkel definiert. Dieser ist nicht zu verwechseln mit dem sogenannten Kegelwinkel, der die Öffnung des Röntgenstrahlenbündels in z-Richtung beschreibt, welche insbesondere bei der auch hier in Betracht gezogenen vorteilhaften Ausgestaltung der Detektoren als mehrzeilige Detektoren oder als sogenannte Flächendetektoren durchaus derart beträchtliche Werte annehmen kann, dass diese bei der Bildrekonstruktion nicht mehr vernachlässigbar sind.

- 10 Aus dem Gesagten ergibt sich, dass der maximale Fächeröffnungswinkel eines Aufnahmesystems in der Regel im Wesentlichen durch die in azimuthaler Richtung gemessene Länge des zugehörigen, vorzugsweise um den Fokus des Röntgenstrahlers gekrümmten Röntgendetektors gegeben ist. Vorzugsweise sind so-
- 15 mit die Längen der beiden Detektoren - gemessen in azimuthaler Richtung - unterschiedlich groß. Bei Verwendung gleich großer Detektorelemente in beiden Detektoren kann dies bedeuten, dass in den beiden Detektoren unterschiedlich viele Detektorelemente, beispielsweise 672 Elemente bzw. 336 Elemente, vorhanden sind.
- 20

Beispielsweise weist der kleinere maximale Fächeröffnungswinkel oder die kleinere Detektorlänge einen Wert von 75% oder weniger, von 50% oder weniger oder von 25% oder weniger bezogen auf den entsprechenden Wert des großen Aufnahmesystems auf.

- 25
- Mit besonderem Vorteil ist das erste Messfeld zur Abtastung des gesamten Körperquerschnitts des Patienten und das zweite
- 30 Messfeld zur Abtastung eines Teils des Körperquerschnitts des Patienten, insbesondere des Bereichs des Herzens, hergerichtet.

- Nach einer anderen bevorzugten Ausgestaltung weisen die Detektoren der beiden Aufnahmesysteme jeweils mehrere in azimuthaler Richtung aufgereichte Detektorelemente auf, wobei die
- 35 Detektorelemente des ersten Detektors voneinander einen glei-

chen Elementabstand wie die Detektorelemente des zweiten Detektors voneinander aufweisen.

Unter anderem speziell bei dieser Ausgestaltung sind die Detektoren besonders vorteilhaft derart an dem jeweiligen Aufnahmesystem angebracht, dass nach einer gemeinsamen Drehbewegung der beiden Aufnahmesysteme, welche die gedachte Verbindungslinie „erster Fokus des ersten Strahlers - Drehzentrum“ in die vorherige Position der gedachten Verbindungslinie „zweiter Fokus des zweiten Strahlers - Drehzentrum“ überführt, zumindest einige der Detektorelemente des ersten Detektors um einen Versatzwinkel, beispielsweise gleich dem halben Elementabstand, versetzt bezüglich der vorherigen Positionen der Detektorelemente des zweiten Detektors zu liegen kommen. Dies hat den Vorteil, dass eine feinere Abtastung des Untersuchungsobjekts oder Patienten erfolgt, die in der Wirkung einem sogenannten Springfokus entspricht. Dadurch werden Abtastfehler minimiert. Die genannte bevorzugte Ausgestaltung ist auch bei einem Tomographiegerät mit zwei oder mehr Aufnahmesystemen mit identischem Fächerwinkel oder Messfeld von Vorteil.

Bei dem genannten „Springfokus-Ersatz“ wird insbesondere nach der Vorschrift verfahren, dass die Differenz von zwei Winkelpositionen ein ganzzahliges, ungerades Vielfaches des halben Elementabstandes ist, wobei die Winkelpositionen wie folgt definiert sind:

- a) eine Winkelposition eines Detektorelementes des ersten Detektors, gemessen um den ersten Fokus zwischen der gedachten Verbindungslinie „erster Fokus - Drehzentrum“ und einer gedachten Verbindungslinie „erster Fokus - Detektorelement“, und
- b) eine Winkelposition eines Detektorelementes des zweiten Detektors, gemessen um den zweiten Fokus zwischen der gedachten Verbindungslinie „zweiter Fokus - Drehzentrum“ und einer gedachten Verbindungslinie „zweiter Fokus - Detektorelement“.

Vorzugsweise sind bei dem Tomographiegerät nach der Erfindung die beiden Aufnahmesysteme in einer gemeinsamen Ebene angeordnet. Daraus ergibt sich im Besonderen der Vorteil einer gegenüber dem Stand der Technik erhöhten Zeitauflösung bei  
5 der Darstellung von Bewegungsabläufen.

Im Rahmen der Erfindung liegt aber auch eine Ausgestaltung, wonach die beiden Aufnahmesysteme in Richtung der Rotationsachse voneinander beabstandet und/oder voneinander beabstandet positionierbar sind. Diese vorzugsweise Ausgestaltung ist  
10 insbesondere von Vorteil, falls die Aufnahme eines großen Volumens in möglichst kurzer Zeit ohne Abkühlpausen des Strahlers stattfinden soll. Vorzugsweise ist dabei der axiale Abstand der beiden Aufnahmesysteme gleich dem von einem Aufnahmesystem in axialer Richtung, das heißt in Richtung parallel  
15 zur Rotationsachse, abgetasteten Objektbereich oder einem ganzzahligen Vielfachen hiervon. Dies bedeutet: Falls die beiden Aufnahmesysteme um einen Abstand  $d$  in axialer Richtung gegeneinander versetzt sind, wird bei einem Scanbereich oder  
20 Verfahrensweg  $d$  der Patientenlagerungseinrichtung ein Bereich  $2d$  abgetastet.

Im Hinblick auf eine Dosisminimierung ist es von Vorteil, dass ein dem Aufnahmesystem mit dem größeren maximalen Messfeld zugeordnetes Mittel zur Minderung der Strahlung in dem  
25 Bereich des größeren Messfelds vorhanden ist, in welchem sich das größere Messfeld nicht mit dem kleineren Messfeld des anderen Aufnahmesystems überdeckt. Dadurch kann beispielsweise eine unnötige Strahlenbelastung im Bereich außerhalb des  
30 menschlichen Herzens vermindert oder vermieden werden, falls nur das Herz abgetastet werden soll.

Ein solches Mittel ist beispielsweise eine Blendeneinrichtung, mit der der Fächeröffnungswinkel des Aufnahmesystems  
35 mit dem größeren Messfeld verkleinerbar, insbesondere kontinuierlich verkleinerbar, ist.



Das Mittel kann auch eine Formfiltereinrichtung sein, die beispielsweise wenigstens zwei unterschiedliche Formfilter aufweist, die wahlweise in das Strahlenbündel einbringbar sind und wovon eines der Formfilter in dem Bereich des größeren Messfelds, in welchem sich das größere Messfeld nicht mit dem kleineren Messfeld überdeckt, eine geringere Strahlungstransparenz aufweist als das andere Formfilter im gleichen Bereich.

10 Nach einer bevorzugten Weiterbildung weist das Tomographiegerät eine Bedieneinrichtung oder Bedieneinheit auf, die derart ausgebildet ist, dass von einer Bedienperson, beispielsweise von einem Arzt oder von einer medizintechnischen Assistentin, zumindest zwischen einem ersten Abtastmodus mit großem Messfeld und einem zweiten Abtastmodus mit kleinem Messfeld wählbar ist. Beispielsweise ist der erste Abtastmodus zur Abtastung des gesamten Körperquerschnitts eines Patienten und der zweite Abtastmodus zur Abtastung lediglich des Herzbereichs ausgebildet.

20

Vorzugsweise ist im ersten Abtastmodus das Aufnahmesystem mit dem kleineren Messfeld inaktiv, das heißt beispielsweise, dass der zugehörige Strahler abgeschaltet ist.

25

Ebenso bevorzugt sind im zweiten Abtastmodus beide Aufnahmesysteme aktiv. Beispielsweise wird im zweiten Abtastmodus mittels der Blendeneinrichtung der Fächeröffnungswinkel des Aufnahmesystems mit dem größeren Messfeld verkleinert und/oder ein im Außenbereich stärker absorbierendes Formfilter eingebracht.

30

Nach einer anderen bevorzugten Weiterbildung ist ein Steuer- und/oder Bildrechner, der auch zur Ansteuerung der Strahler vorhanden sein kann, derart ausgebildet, dass die Bildrekonstruktion in Abhängigkeit vom ausgewählten Abtastmodus unterschiedlich durchgeführt wird. Beispielsweise wird im ersten Abtastmodus ein Rekonstruktionsalgorithmus für ein einzelnes


35

Aufnahmesystem und im zweiten Abtastmodus ein spezieller Algorithmus für mehrere Abtastsysteme angewandt.

Gemäß einer anderen bevorzugten Weiterbildung ist ein bzw.

5 der Steuer- und/oder Bildrechner derart ausgebildet, dass Rohdaten von beiden Aufnahmesystemen zur Bildrekonstruktion, insbesondere zur Rekonstruktion desselben Bildes, verwendbar sind.

10 Zwei Ausführungsbeispiele eines Tomographiegeräts nach der Erfindung werden nachfolgend anhand der Figuren 1 bis 4 näher erläutert. Es zeigen:


 15 **Figur 1** ein erstes Ausführungsbeispiel eines Tomographiegeräts nach der Erfindung in einer perspektivischen Gesamtdarstellung,

**Figur 2** zwei Aufnahmesysteme des Tomographiegeräts der Figur 1 in einer Querschnittsdarstellung,

20 **Figur 3** die Figur 2 mit anderen Details,

**Figur 4** die beiden Aufnahmesysteme eines Tomographiegeräts gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel in einer

25 Längsschnittdarstellung.

 **Figur 1** zeigt ein Tomographiegerät 1, hier ein Röntgen-Computertomographiegerät, mit einer zugeordneten Lagerungseinrichtung 3 zur Aufnahme und Lagerung eines Patienten 5. 30 Mittels einer beweglichen Tischplatte der Lagerungseinrichtung 3 ist der Patient 5 mit dem gewünschten Untersuchungs- oder Scanbereich in eine Öffnung 7 (Durchmesser 70 cm) im Gehäuse 8 des Tomographiegeräts 1 einführbar. Bei einem Spiralscan wird mit der Lagerungseinrichtung 3 außerdem ein kontinuierlicher axialer Vorschub vorgenommen. 35

Im Inneren des Gehäuses 8 ist mit hoher Geschwindigkeit eine in Figur 1 nicht sichtbare Gantry (Messwagen) um eine durch den Patienten 5 verlaufende Rotationsachse 9 rotierbar.

- 5 Zur Bedienung des Tomographiegeräts 1 durch einen Arzt oder dergleichen ist eine Bedieneinheit 10 vorhanden.

Zum Erreichen einer kurzen Scanzeit und/oder einer hohen Zeitauflösung sind auf der Gantry mehrere Aufnahmesysteme, im  
10 Beispiel zwei Aufnahmesysteme ( $n=2$ ), angebracht. Ein erstes der Aufnahmesysteme weist als ersten Strahler 11 eine Röntgenröhre und als ersten Detektor 13 ein achtzeiliges Röntgendetektorarray auf. Ein zweites Aufnahmesystem umfasst als  
15 zweiten Strahler 15 eine gesonderte Röntgenröhre und als zweiten Detektor 17 ein gesondertes achtzeiliges Röntgendetektorarray. Die Anordnung der beiden Strahler 11, 15 und der beiden Detektoren 13, 17 auf der Gantry ist während des Betriebs des Tomographiegeräts 1 fest, so dass auch deren relative Abstände während des Betriebs konstant sind.

20

Die Röntgendetektorarrays sind auf Basis einer elektronisch auslesbaren Szintillatorkeramik, einer sogenannten UFC-Keramik, hergestellt. Es können auch sogenannte Flächendetektoren, z.B. mit 256 oder mehr Zeilen, zum Einsatz kommen.

25

Die Projektionsdaten der beiden kontinuierlich abtastenden Aufnahmesysteme werden in einem Steuer- und Bildrechner 18 unter Anwendung eines Bildrekonstruktionsalgorithmus zu einem CT-Bild verarbeitet.

30

**Figur 2** zeigt die beiden Aufnahmesysteme im Detail. Es ist insbesondere dargestellt, wie die beiden Strahler 11, 15 auf einer gemeinsamen Umlaufbahn 19 um die Rotationsachse 9 in Pfeilrichtung umlaufen, während Rohdaten für eine nachfolgende Bildrekonstruktion aus unterschiedlichen Projektionswinkeln generiert werden. In der Querschnittsdarstellung der Figur 2 ist jeweils eine Zeile der Detektoren 13 bzw. 17 mit

35

jeweils mehreren Detektorelementen 13a, 13b, 13c bzw. 17a, 17b, 17c, ... dargestellt. Die Detektorteilung der beiden Detektoren 13, 17 ist identisch.

- 5 Die Bogenlängen oder Längen L1 bzw. L2 der um den jeweiligen Fokus des zugeordneten Strahlers 11 bzw. 15 gekrümmten Detektoren 13 bzw. 17 sind unterschiedlich, so dass sich in der Darstellung der Figur 2 unterschiedlich große detektierbare Röntgenbündel für die beiden Aufnahmesysteme ergeben. Das
- 10 erste Aufnahmesystem kann zur Bilderzeugung ein Röntgenstrahlenbündel mit Randstrahlen 21, einem Mittenstrahl 23 und mit einem maximalen Fächeröffnungswinkel  $2\beta_{1\max}$  von ca.  $55^\circ$  nutzen. Entsprechend kann das zweite Aufnahmesystem ein Röntgenstrahlenbündel mit Randstrahlen 25, einem Mittenstrahl 27 und
- 15 mit einem maximalen Fächeröffnungswinkel  $2\beta_{2\max}$  von ca.  $25^\circ$  nutzen. Wegen der rotatorischen Abtastung durch die beiden Messsysteme ergibt sich daraus für das erste Messsystem ein maximales Messfeld 31 von ca. 50 cm Durchmesser und für das zweite Aufnahmesystem ein vergleichsweise kleineres maximales
- 20 Messfeld 35 von lediglich 25 cm Durchmesser.

Das erste Messfeld 31 ist zur Abtastung des gesamten Körperquerschnitts des Patienten 5 und das zweite Messfeld 35 lediglich zur Abtastung der Herzregion des Patienten hergerichtet.

Eine Bedienperson kann an der Bedieneinrichtung 10 unter anderem folgende Betriebsmodi auswählen:

- 30 In einem Körperbetriebsmodus des Tomographiegeräts 1 werden Rohdaten für die nachfolgende Bildrekonstruktion aus dem ersten Messfeld 31 vom ersten Aufnahmesystem gewonnen. Das zweite Aufnahmesystem und insbesondere der zweite Strahler 15 können in diesem Modus inaktiv sein. Der gesamte Körperquerschnitt des Patienten 5 wird dann mit herkömmlicher Zeitauf-
- 35 lösung abgetastet.

In einem Herzbetriebsmodus des Tomographiegeräts 1 nach der Erfindung werden Rohdaten von beiden Aufnahmesystemen gewonnen. In diesem Modus wird das zweite Messfeld 35 mit gegenüber einem Gerät mit nur einem Aufnahmesystem erhöhter Zeitauflösung oder/und mit erhöhter Datenrate abgetastet. Dabei wird der erste Detektor 13 nur mit einer gegenüber seiner gesamten Länge  $L_1$  verkürzten Länge  $L_1'$  genutzt, die im Wesentlichen mit der Länge  $L_2$  des kleineren Detektors 17 identisch ist. Die in den ringförmigen Bereich zwischen den beiden Grenzen der Messfelder 31, 35 einfallende Röntgenstrahlung passiert den Patienten 5 also möglicherweise ungenutzt, so dass es gegebenenfalls von Vorteil ist, den aktuellen Fächeröffnungswinkel  $2\beta_1$  des ersten Aufnahmesystems im Herzbetriebsmodus auf einen Wert kleiner als den maximalen Fächeröffnungswinkel  $2\beta_{1\max}$  des ersten Aufnahmesystems, und insbesondere identisch mit dem maximalen Fächeröffnungswinkel  $2\beta_{2\max}$  des zweiten Aufnahmesystems einzustellen. Entsprechende Randstrahlen 37 sind in Figur 2 angedeutet.

Zur Einblendung der von den Strahlern 11 bzw. 15 ausgehenden Röntgenstrahlenbündel in Richtung der Rotationsachse, also auch zur Auswahl einzelner oder mehrerer Detektorzeilen, ist dem ersten Aufnahmesystem eine erste Blendeneinrichtung 41 und dem zweiten Aufnahmesystem eine zweite Blendeneinrichtung 45, beide jeweils strahlerseitig, zugeordnet. Die beiden Blendeneinrichtungen 41, 45 können beispielsweise jeweils zwei in Richtung parallel zur Rotationsachse 9 verschiebbare Blendenbacken aufweisen.

Zur Unterstützung der Einstellbarkeit unterschiedlich großer Fächeröffnungswinkel, insbesondere zur Reduktion des Fächeröffnungswinkels des ersten Aufnahmesystems auf einen Wert  $2\beta_1$ , ist ein in **Figur 3** schematisch eingezeichnetes Mittel 51 zur Minderung der Strahlung in dem Ringbereich zwischen den beiden Messfeldgrenzen vorhanden. Das Mittel 51 ist beispielsweise eine zusätzlich zur ersten Blendeneinrichtung 41 vorhandene weitere Blendeneinrichtung mit schematisch ange-

deuteten Blendenbacken 52, 53, die in Richtung senkrecht zur Rotationsachse 9, das heißt in Schichtebene, verschiebbar sind (Doppelpfeil 54). Alternativ oder zusätzlich kann das Mittel 51 als Formfiltereinrichtung 55 ausgebildet sein oder  
 5 eine solche umfassen. Zwei unterschiedliche Formfilter 56, 57, eines hiervon für den genannten Körperbetriebsmodus und das andere für den genannten Herzbetriebsmodus, sind schematisch angedeutet.

- 10 In **Figur 3** ist ein weiteres Merkmal des Tomographiegeräts 1 dargestellt. Es betrifft den azimuthalen Abstand der beiden Aufnahmesysteme, in Figur 3 mit den Winkeln  $\gamma_1$ ,  $\gamma_2$ , und  $\alpha$  angedeutet, oder anders formuliert, den azimuthalen Abstand zweier beliebiger Detektorelemente der Detektoren 13 bzw. 17.  
 15 In Figur 3 ist die für beide Aufnahmesysteme identische, äquidistante Detektorteilung oder der identische, äquidistante Elementabstand  $\Delta\beta$  eingezeichnet.

Die Position jedes der Aufnahmesysteme wird im Folgenden  
 20 durch eine gedachte Verbindungslinie „erster Fokus des ersten Strahler 11 - Drehzentrum auf der Rotationsachse 9“ bzw. „zweiter Fokus des zweiten Strahlers 15 - Drehzentrum auf der Rotationsachse 9“ definiert. Im Beispiel sind diese Linien mit den Mittenstrahlen 23 bzw. 27 (Figur 2) identisch.

25

- Der - zumindest während der Aufnahme konstante - azimuthale Winkelabstand  $\alpha$  der Aufnahmesysteme beträgt bei einer Anzahl  $n$  von Aufnahmesystemen vorzugsweise im Wesentlichen  $360^\circ/(2n)$ , das heißt im Beispiel der Figuren ( $n=2$ ) im Wesentlichen  $90^\circ$ , so dass nach  $1/(2n)$  eines vollen Rotationsumlaufs ( $360^\circ$ ) ein Winkelbereich von  $180^\circ$  kumulativ abgetastet wird, der für die meisten nachfolgenden Bildrekonstruktionsalgorithmen ausreichend ist. Im Zusammenhang mit der Erfindung wird vorzugsweise ein Spiralrekonstruktionsalgorithmus verwendet,  
 35 der mit Projektionsdaten einer halben Umdrehung auskommt.

Der Detektor 13 des ersten Aufnahmesystems ist, relativ zur Verbindungslinie „erster Fokus - Drehzentrum“ im Vergleich zum zweiten Aufnahmesystem in azimuthaler Richtung um ganzzahliges, ungeradzahliges Vielfaches des halben Elementabstandes  $\Delta\beta$  oder der halben Detektorteilung versetzt eingebaut. Der vorteilhafteste Fall ist ein Versatz von  $\Delta\beta/2$ .

Bezogen auf die einzelnen Detektorelemente lässt sich eine analoge Einbauvorschrift aufstellen. Hierzu sei

$\gamma_1$  die Winkelposition eines beliebigen Detektorelementes 13a, 13b, 13c, ... des ersten Detektors 13, gemessen um den ersten Fokus zwischen der gedachten Verbindungslinie „erster Fokus - Drehzentrum“ und einer gedachten Verbindungslinie „erster Fokus - Detektorelement 13a, 13b,

13c, ...“, und

$\gamma_2$  die Winkelposition eines beliebigen Detektorelementes 17a, 17b, 17c, ... des zweiten Detektors 17, gemessen um den zweiten Fokus zwischen der gedachten Verbindungslinie „zweiter Fokus - Drehzentrum“ und einer gedachten Verbindungslinie „zweiter Fokus - Detektorelement 17a, 17b, 17c, ...“.

Die Position der Detektorelemente 13a, 13b, 13c, ..., 17a, 17b, 17c, ... ist in Figur 3 jeweils elementrandseitig gemessen.

Die beiden Detektoren 13, 17 sind derart eingebaut, dass die Differenz  $\gamma_1 - \gamma_2$  der beiden Winkelposition  $\gamma_1, \gamma_2$  ein ganzzahliges, ungerades Vielfaches  $2N+1$  des halben Elementabstandes  $\Delta\beta$  ist:

$$\gamma_1 - \gamma_2 = (2N+1) \cdot \frac{\Delta\beta}{2}, \quad \text{mit } N=0,1,2,3,\dots \quad [\text{Gl.1}]$$

Die genannten Einbauvorschriften bewirken, dass nach einer Drehung der Gantry um den Winkelabstand  $\alpha$  die Elemente 13a, 13b, 13c, ... des ersten Detektors 13 um eine halbe Detektorteilung versetzt über der Position der Elemente 17a, 17b, 17c, ... des zweiten Detektors 17 vor der Drehung zu liegen kommen.

Dies erlaubt eine besonders feine Abtastung des Patienten 5 aus besonders vielen unterschiedlichen Projektionsrichtungen.

5 Bei dem Ausführungsbeispiel des Tomographiegeräts 1 gemäß den Figuren 1 bis 3 sind die beiden Aufnahmesysteme, das heißt insbesondere die jeweiligen Verbindungslinien zwischen Strahler und Detektor, so zum Beispiel auch die jeweiligen Mittenstrahlen 23 bzw. 27, in einer gemeinsamen Ebene, das ist die  
10 Zeichnungsebene der Figuren 2 und 3, angeordnet. Das erste Ausführungsbeispiel ist besonders zur Darstellung von Bewegungsabläufen mit hoher Zeitauflösung geeignet.

**Figur 4** zeigt ein zweites Ausführungsbeispiel des Tomographiegeräts 1, das im Wesentlichen mit dem Ausführungsbeispiel gemäß den Figuren 1 bis 3 identisch ist, aber mit dem Unterschied, dass die beiden Aufnahmesysteme um einen Abstand  $d$  in Richtung der Rotationsachse 9 voneinander beabstandet sind. Eine solche Ausprägung ist von Vorteil, um ein möglichst großes Volumen in möglichst kurzer Zeit ohne Abkühlpausen der Strahler 11, 15 aufnehmen zu können.

Nach einem alternativen Ausführungsbeispiel ist das Tomographiegerät gemäß Figur 1 bis 3 durch eine Relativverschiebung der Aufnahmesysteme in axialer Richtung von einem planaren  
25 Modus in einen Modus mit axialem Versatz bringbar und umgekehrt.

Obgleich in den Ausführungsbeispielen nur Tomographiegeräte mit zwei Aufnahmesystemen dargestellt sind, sind die der Erfindung zugrunde liegenden Gedanken auch auf Tomographiegeräte mit drei oder mehr Aufnahmesystemen anwendbar. Im Rahmen der Erfindung liegen somit auch Tomographiegeräte mit drei Aufnahmesystemen, wovon zwei Aufnahmesysteme ein kleines,  
30 gleich großes Messfeld aufweisen und wovon ein drittes Aufnahmesystem ein im Vergleich dazu größeres Messfeld gewährleistet. Es sind aber auch Tomographiegeräte möglich, bei de-



nen von wenigstens drei Aufnahmesystemen drei voneinander unterschiedliche Messfelder zur Verfügung gestellt sind.

## Patentansprüche

1. Bildgebendes Tomographiegerät (1), insbesondere Röntgen-Computertomographie-Gerät, mit zumindest einem ersten Aufnahmesystem, umfassend einen ersten Strahler (11) und einen ersten Detektor (13) zur Detektion der von dem ersten Strahler (11) ausgehenden Strahlung, und einem zweiten Aufnahmesystem, umfassend einen zweiten Strahler (15) und einen zweiten Detektor (17) zur Detektion der von dem zweiten Strahler (15) ausgehenden Strahlung, wobei die beiden Aufnahmesysteme um eine gemeinsame Rotationsachse (9) umlauffähig sind, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die von den beiden Aufnahmesystemen bei Rotation um die Rotationsachse (9) abgetasteten maximalen Messfelder (31, 35) unterschiedlich groß sind und/ oder dass die Messfelder der beiden Aufnahmesysteme unterschiedlich groß einstellbar sind.

2. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die maximalen Fächeröffnungswinkel ( $2\beta_{1\max}$ ,  $2\beta_{2\max}$ ) der beiden Aufnahmesysteme unterschiedlich groß sind und/oder dass die Fächeröffnungswinkel der beiden Aufnahmesysteme unterschiedlich groß einstellbar sind.

3. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Längen ( $L_1$ ,  $L_2$ ) der beiden Detektoren (13, 17) - gemessen in azimuthaler Richtung - unterschiedlich groß sind.

4. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3 zur medizinischen Untersuchung eines Patienten (5), d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das erste Messfeld (31) zur Abtastung des gesamten Körperquerschnitts des Patienten (5) und das zweite Messfeld (35) zur Abtastung eines Teils des Körperquerschnitts des Patienten (5), insbesondere des Bereichs des Herzens, hergerichtet ist.

5. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die Detektoren (13, 17) der beiden Aufnahmesysteme jeweils  
5 mehrere in azimuthaler Richtung aufgereichte Detektorelemente  
(13a, 13b, 13c, ..., 17a, 17b, 17c, ...) aufweisen, wobei die  
Detektorelemente (13a, 13b, 13c, ...) des ersten Detektors  
(13) voneinander einen gleichen Elementabstand ( $\Delta\beta$ ) wie die  
Detektorelemente (17a, 17b, 17c, ...) des zweiten Detektors  
10 (17) voneinander aufweisen.

6. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die Detektoren (13, 17) derart an dem jeweiligen Aufnahmesys-  
15 tem angebracht sind, dass nach einer gemeinsamen Drehbewegung  
der beiden Aufnahmesysteme, welche die gedachte Verbindungs-  
linie „Fokus des ersten Strahlers (11) - Drehzentrum“ in die  
vorherige Position der gedachten Verbindungslinie „Fokus des  
zweiten Strahlers (15) - Drehzentrum“ überführt, zumindest  
20 einige der Detektorelemente (13a, 13b, 13c, ...) des ersten  
Detektors (13) um einen Versatzwinkel versetzt bezüglich der  
vorherigen Positionen der Detektorelemente (17a, 17b,  
17c, ...) des zweiten Detektors (17) zu liegen kommen.

25 7. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 6,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
für eine Winkelposition ( $\gamma_1$ ) eines Detektorelementes (13a,  
13b, 13c, ...) des ersten Detektors (13), gemessen um den  
ersten Fokus zwischen der gedachten Verbindungslinie „erster  
30 Fokus - Drehzentrum“ und einer gedachten Verbindungslinie  
„erster Fokus - Detektorelement (13a, 13b, 13c, ...)“, und  
für eine Winkelposition ( $\gamma_2$ ) eines Detektorelementes (17a,  
17b, 17c, ...) des zweiten Detektors (17), gemessen um den  
zweiten Fokus zwischen der gedachten Verbindungslinie „zwei-  
35 ter Fokus - Drehzentrum“ und einer gedachten Verbindungslinie  
„zweiter Fokus - Detektorelement (17a, 17b, 17c, ...)“, gilt,

dass die Differenz ( $\gamma_1 - \gamma_2$ ) der beiden Winkelpositionen ( $\gamma_1$ ,  $\gamma_2$ ) ein ganzzahliges, ungerades Vielfaches ( $2N+1$ ) des halben Elementabstandes ( $\Delta\beta$ ) ist.

- 5 8. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die beiden Aufnahmesysteme in einer gemeinsamen Ebene ange-  
ordnet sind.
- 10 9. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
die beiden Aufnahmesysteme in Richtung der Rotationsachse (9)  
voneinander beabstandet und/ oder voneinander beabstandet po-  
sitionierbar sind.
- 15 10. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 9,  
gekennzeichnet durch  
ein dem Aufnahmesystem mit dem größeren maximalen Messfeld  
(31) zugeordnetes Mittel (51) zur Minderung der Strahlung in  
20 dem Bereich des größeren Messfelds (31), in welchem sich das  
größere Messfeld (31) nicht mit dem kleineren Messfeld (35)  
des anderen Aufnahmesystems überdeckt.
- 25 11. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 10,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
das Mittel (51) eine Blendeneinrichtung ist, mit der der Fä-  
cheröffnungswinkel ( $2\beta_1$ ) des Aufnahmesystems mit dem größeren  
Messfeld (31) verkleinerbar, insbesondere kontinuierlich  
verkleinerbar, ist.
- 30 12. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 10,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
das Mittel (51) eine Formfiltereinrichtung (55) ist.
- 35 13. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 12,  
dadurch gekennzeichnet, dass

die Formfiltereinrichtung (55) wenigstens zwei unterschiedliche Formfilter (56, 57) aufweist, die wahlweise in das Strahlenbündel einbringbar sind und wovon eines der Formfilter (57) in dem Bereich des größeren Messfelds (31), in welchem sich das größere Messfeld (31) nicht mit dem kleineren Messfeld (35) überdeckt, eine geringere Strahlungstransparenz aufweist als das andere Formfilter (56).

14. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass eine Bedieneinheit (10) derart ausgebildet ist, dass von einer Bedienperson zumindest zwischen einem ersten Abtastmodus mit großem Messfeld und einem zweiten Abtastmodus mit kleinem Messfeld wählbar ist.

15. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass im ersten Abtastmodus das Aufnahmesystem mit dem kleineren Messfeld inaktiv ist.

16. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, dass im zweiten Abtastmodus beide Aufnahmesysteme aktiv sind.

17. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 14 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass ein Steuer- und/oder Bildrechner (18) derart ausgebildet ist, dass die Bildrekonstruktion in Abhängigkeit vom ausgewählten Abtastmodus unterschiedlich durchgeführt wird.

18. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass ein bzw. der Steuer- und/oder Bildrechner (18) derart ausgebildet ist, dass Rohdaten von beiden Aufnahmesystemen zur Bildrekonstruktion, insbesondere zur Rekonstruktion desselben Bildes, verwendbar sind.

## Zusammenfassung

Bildgebendes Tomographiegerät mit wenigstens zwei Strahler-Detektor-Kombinationen

5

Ein bildgebendes Tomographiegerät (1), insbesondere ein Röntgen-Computertomographiegerät, weist zwei um eine gemeinsame Rotationsachse (9) umlauffähige Aufnahmesysteme auf. Jedes der Aufnahmesysteme umfasst einen Strahler (11 bzw. 15) sowie  
10 einen Detektor (13 bzw. 17). Die von den beiden Aufnahmesystemen bei Rotation um die Rotationsachse (9) abgetasteten maximalen Messfelder (31, 35) sind unterschiedlich groß oder unterschiedlich groß einstellbar. Insbesondere sind die Längen (L1, L2) der beiden Detektoren (13, 17) - gemessen in a-  
15 zimutaler Richtung - unterschiedlich groß. Das Tomographiegerät (1) kann zur Abtastung des gesamten Körperquerschnitts eines Untersuchungsobjekts oder eines Patienten (5) mit gewöhnlicher Zeitauflösung und zur Abtastung Detail- bzw. eines  
20 Aufnahmesystem erhöhter Zeitauflösung oder beschleunigter Datenakquisitionsrate hergerichtet sein.

FIG 2

FIG 1

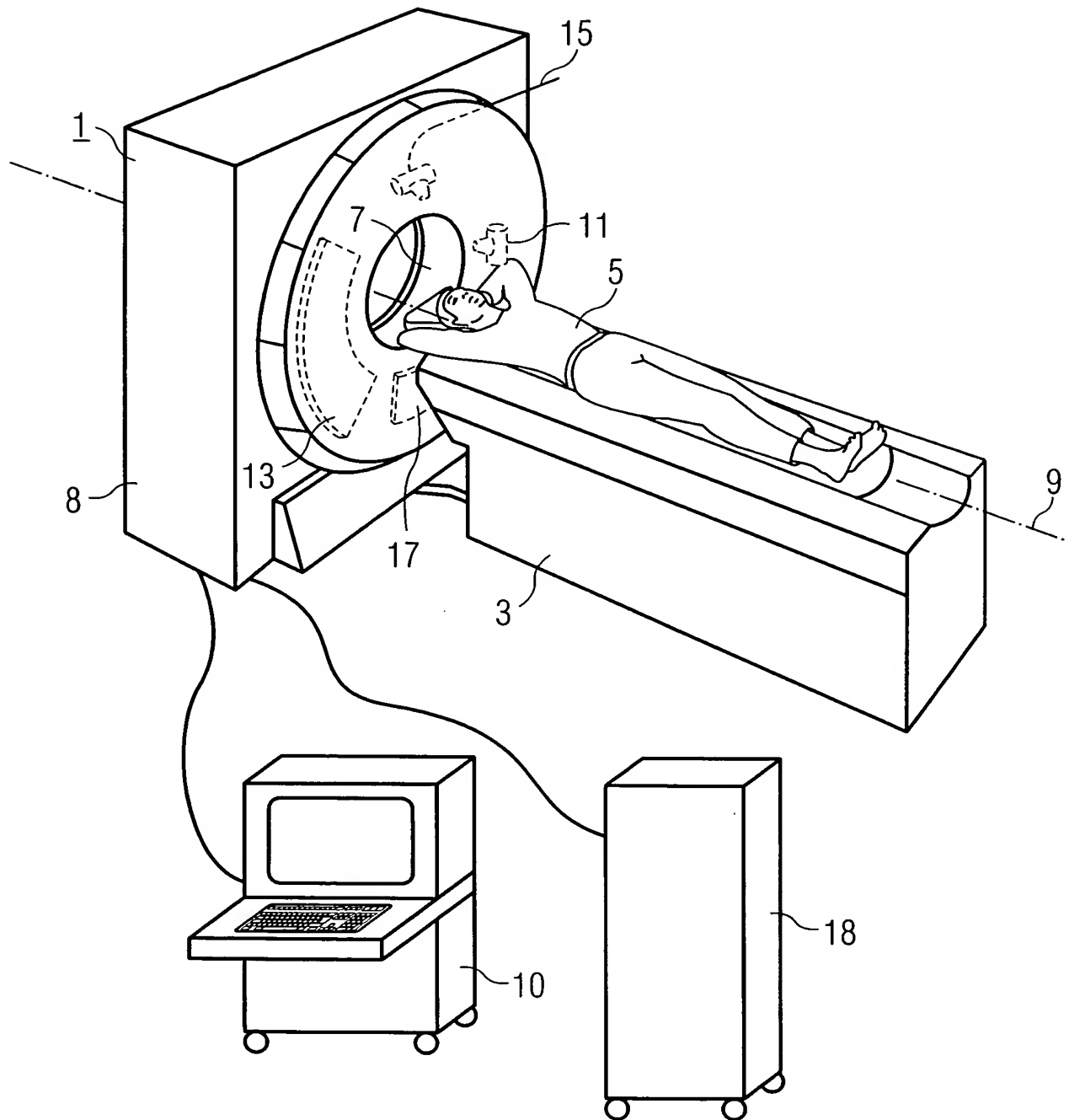


FIG 2

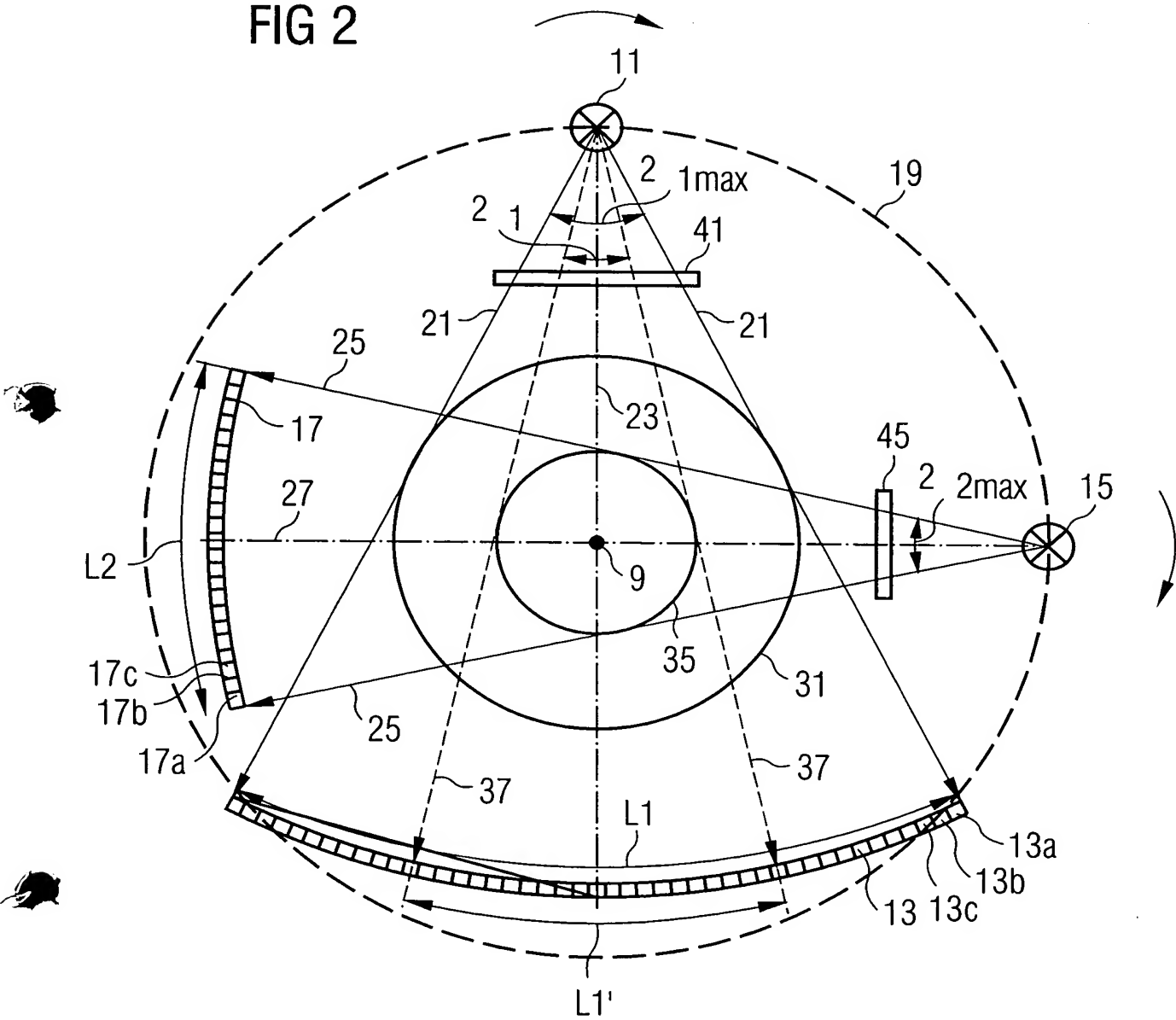






FIG 4

